



Europäisches  
Patentamt

European  
Patent Office

Office européen  
des brevets

REC'D 13 DEC 2004  
WIPO PCT

PCT/IB04/52665

Bescheinigung

Certificate

Attestation

Die angehefteten Unterlagen stimmen mit der ursprünglich eingereichten Fassung der auf dem nächsten Blatt bezeichneten europäischen Patentanmeldung überein.

The attached documents are exact copies of the European patent application described on the following page, as originally filed.

Les documents fixés à cette attestation sont conformes à la version initialement déposée de la demande de brevet européen spécifiée à la page suivante.

Patentanmeldung Nr. Patent application No. Demande de brevet n°

03104703.8

**PRIORITY  
DOCUMENT**  
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN  
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

Der Präsident des Europäischen Patentamts;  
Im Auftrag

For the President of the European Patent Office  
Le Président de l'Office européen des brevets  
p.o.

R C van Dijk

**BEST AVAILABLE COPY**



Anmeldung Nr:  
Application no.: 03104703.8  
Demande no:

Anmelde tag:  
Date of filing: 16.12.03  
Date de dépôt:

Anmelder/Applicant(s)/Demandeur(s):

Philips Intellectual Property & Standards  
GmbH  
Steindamm 94  
20099 Hamburg  
ALLEMAGNE  
Koninklijke Philips Electronics N.V.  
Groenewoudseweg 1  
5621 BA Eindhoven  
PAYS-BAS

Bezeichnung der Erfindung/Title of the invention/Titre de l'invention:  
(Falls die Bezeichnung der Erfindung nicht angegeben ist, siehe Beschreibung.  
If no title is shown please refer to the description.  
Si aucun titre n'est indiqué se referer à la description.)

Bildgebendes Verfahren mit gefilterter Rückprojektion

In Anspruch genommene Priorität(en) / Priority(ies) claimed /Priorité(s)  
revendiquée(s)  
Staat/Tag/Aktenzeichen/State/Date/File no./Pays/Date/Numéro de dépôt:

Internationale Patentklassifikation/International Patent Classification/  
Classification internationale des brevets:

G06T11/00

Am Anmelde tag benannte Vertragstaaten/Contracting states designated at date of  
filing/Etats contractants désignées lors du dépôt:

AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HU IE IT LU MC NL  
PT RO SE SI SK TR LI

## BESCHREIBUNG

### Bildgebendes Verfahren mit gefilterter Rückprojektion

Die Erfindung betrifft ein bildgebendes Verfahren, bei dem ein Projektionsdatensatz eines zu rekonstruierenden Untersuchungsbereichs durch Akquirieren von Projektionen

5 aus unterschiedlichen Projektionsrichtungen, insbesondere mit Hilfe eines Computertomographen, erzeugt und aus diesem Projektionsdatensatz ein Bild des Untersuchungsbereichs mit Hilfe einer gefilterten Rückprojektion rekonstruiert wird. Die Erfindung bezieht sich außerdem auf einen Computertomographen zur Durchführung des Verfahrens sowie auf ein Computerprogramm zur Steuerung des Computertomographen.

10

In bekannten Verfahren der eingangs genannten Art können Projektionsdatensätze bspw. mit einem Positronen-Emissions-Tomographen (PET), einem Einzel-Photon-Emissions-Computertomographen (Single Photon Emission Computed Tomography – SPECT), einem C-Arm-System oder einem Computertomographen erzeugt werden.

15

Bei einem Computertomographen wird der Untersuchungsbereich von einem Strahlenbündel durchstrahlt, von der Intensität des Strahlenbündels jenseits des Untersuchungsbereichs abhängige Messwerte werden detektiert und ein Computertomographie-Bild (CT-Bild) wird aus diesen Messwerten mit Hilfe einer gefilterten Rückprojektion

20 rekonstruiert. Die räumliche Verteilung der Absorption bzw. der Schwächung der Strahlung in dem Untersuchungsbereich kann mittels einer gefilterten Rückprojektion rekonstruiert werden.

25 Die gefilterte Rückprojektion hat den Vorteil, dass sie einen im Vergleich zu anderen Rekonstruktionsverfahren geringen Rechenaufwand erfordert, zu Bildern mit sehr guter Qualität führt, eine Rekonstruktion beliebiger Unterbereiche des Untersuchungsbereichs und ein gleichzeitiges Verarbeiten unterschiedlicher Projektionen bzw. Messwerte, d.h. eine parallele Verarbeitung von Messwerten, ermöglicht.

Problematisch ist bei der gefilterten Rückprojektion das Ermitteln desjenigen Filters, der für bestimmte Projektionsgeometrien (beim Computertomographen bspw. definiert durch den Verlauf der Strahlen einer Projektion) zu Bildern mit optimaler Bildqualität führt. Der entsprechende Filter kann bspw. durch Versuche mit unterschiedlichen

5 Filtern oder mit sehr großem Aufwand analytisch ermittelt werden. Da das analytische Bestimmen des Filters sehr schwierig ist, sind für viele Projektionsgeometrien (beim Computertomographen bspw. für Strahlenverläufe, die durch helixförmige Trajektorien mit beliebigem Tischvorschub pro Rotation und kegelförmigem Strahlenbündel erzeugt werden) Filter bestimmt worden, die die jeweilige Projektionsgeometrie nur unzureichend und näherungsweise berücksichtigen, was zu artefaktreichen rekonstruierten Bildern führt.

10

Es ist daher die Aufgabe der vorliegenden Erfindung ein bildgebendes Verfahren, einen Computertomographen und ein Computerprogramm anzugeben, bei denen zur Rekonstruktion eines Bildes ein für die jeweilige Projektionsgeometrie optimaler Filter ermittelt und verwendet wird, so dass für jede Projektionsgeometrie Bilder von sehr guter Bildqualität erzeugt werden.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch ein bildgebendes Verfahren mit den 20 Schritten:

a) Erzeugen eines Projektionsdatensatzes eines zu rekonstruierenden Untersuchungsbereichs durch Akquirieren von Projektionen aus unterschiedlichen Projektionsrichtungen, wobei jeder Projektion eine Projektionsrichtung und jeder Projektionsrichtung eine Projektionsgeometrie zugeordnet ist,

25

b) Bereitstellen eines Iterationsoperators, der abhängig ist von einer ersten Projektionsrichtung, einer zweiten Projektionsrichtung und einem der zweiten Projektionsrichtung zugeordneten Filteroperator, und Ermitteln jeweils eines Filteroperators für jede Projektionsrichtung, wobei die Filteroperatoren so angepasst

30

werden, dass eine Mittelung über alle Iterationsoperatoren, die dieselbe erste Projektionsrichtung aber unterschiedliche zweite Projektionsrichtungen aufweisen, im wesentlichen einen Identitätsoperator ergibt, und wobei bei Anwendung eines Iterationsoperators auf eine Projektion folgende Operationen

5

ausgeführt werden:

10

- Rückprojizieren der Projektion in einer Projektionsgeometrie, die der ersten Projektionsrichtung zugeordnet ist,

15

- Vorwärtsprojizieren der rückprojizierten Werte in einer Projektionsgeometrie, die der zweiten Projektionsrichtung zugeordnet ist,

- Filtern der vorwärts projizierten Werte mit einem Filteroperator der zweiten Projektionsrichtung,

15

- Rückprojizieren der gefilterten Werte in einer Projektionsgeometrie, die der zweiten Projektionsrichtung zugeordnet ist,

- Vorwärtsprojizieren der gefilterten, rückprojizierten Werte in einer

20

- Projektionsgeometrie, die der ersten Projektionsrichtung zugeordnet ist,

c) Rekonstruieren eines Bildes des Untersuchungsbereichs aus den Projektionen mit Hilfe einer gefilterten Rückprojektion, wobei auf jede Projektion der Filteroperator der entsprechenden Projektionsrichtung angewendet wird.

25

Jede Projektion weist mehrere Messwerte auf, die der jeweiligen Projektionsrichtung zugeordnet werden können. Die jeder Projektion zugeordnete Projektionsgeometrie beschreibt, wie eine Vorwärts- und Rückprojektion für diese Projektion bzw. die entsprechende Projektionsrichtung ausgeführt werden kann. Dies wird unten

30 beispielhaft für einen Computertomographen näher erläutert.

Das Rückprojizieren kann durch einen Rückprojektions-Operator beschrieben werden, der eine Projektion von einem Projektionsraum in den Untersuchungsbereich projiziert. Ein Projektionsraum kann bspw. bei einem Computertomographen ein Raum sein, der durch die Detektorfläche und die Strahlenquellenposition aufgespannt wird. Das

5 Vorwärtsprojizieren kann durch einen Vorwärtsprojektions-Operator beschrieben werden, der von dem Untersuchungsbereich in den Projektionsraum vorwärts projiziert. Alternativ kann auch ein Operator definiert werden, der nacheinander eine Rück- und eine Vorwärtsprojektion ausführt. Dieser Operator bildet eine Projektion von dem Projektionsraum in denselben ab und kann die entsprechende Kombination aus Rück-  
10 und Vorwärtsprojektions-Operatoren ersetzen.

Die im Schritt b) beschriebene Ermittlung eines Filteroperators führt zu einem an die jeweilige Projektionsgeometrie angepassten, optimalen Filter, der nach Rekonstruktion mittels einer gefilterten Rückprojektion zu Bildern mit sehr guter Qualität führt. Dies  
15 führt insbesondere bei Projektionsgeometrien, für die bisher nur Näherungslösungen für Filter bekannt sind, zu einer im Vergleich zum Stand der Technik verbesserten Bildqualität.

Die in Anspruch 2 beschriebene iterative Ausführungsform ermöglicht die Bestimmung  
20 optimaler Filteroperatoren auf eine mathematisch relativ einfache Weise, wodurch der Rechenaufwand weiter reduziert wird.

In Anspruch 3 wird eine Ausführungsform beschrieben, in der ein CT-Bild aus einem Projektionsdatensatz, der mit Hilfe eines Computertomographen erzeugt wird, rekon-  
25 struiert wird, das eine im Vergleich zu bekannten Computertomographie-Verfahren verbesserte Bildqualität aufweist.

In Anspruch 4 wird eine Ausgestaltung beschrieben, in der der Filteroperator für alle Projektionsrichtungen gleich ist. Dies führt zu einem reduzierten Rechenaufwand bei  
30 unverändert guter Bildqualität.

Die erfindungsgemäße Rekonstruktion des Untersuchungsbereichs aus einem Projektionsdatensatz, der nach Anspruch 5 mit einem PET oder einem SPECT erzeugt worden ist, führt zu Bildern von sehr guter Qualität.

5 Die Diskretisierung zumindest einiger Operatoren nach Anspruch 6 ermöglicht eine unkomplizierte, relativ einfache Implementierung des erfindungsgemäßen Verfahrens.

Die Darstellung zumindest einiger der Operatoren durch lineare Funktionale nach Anspruch 7 führt zu einer exakten Berechnung der Filteroperatoren und damit zu einer 10 weiter verbesserten Bildqualität.

Ein Computertomograph zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens ist in Anspruch 8 beschrieben.

15 Anspruch 9 definiert ein Computerprogramm zur Steuerung eines Computertomographen nach Anspruch 8.

Die Erfindung wird im Folgenden anhand der Zeichnungen näher erläutert. Es zeigen:

20 Fig. 1 einen Computertomographen, mit dem das erfindungsgemäße Verfahren ausführbar ist,

Fig. 2 ein Ablaufdiagramm des erfindungsgemäßen Verfahren und

25 Fig. 3 ein Ablaufdiagramm der erfindungsgemäßen Bestimmung von Filteroperatoren.

Der in Fig. 1 dargestellte Computertomograph umfasst eine Gantry 1, die um eine parallel zur z-Richtung des in Fig. 1 dargestellten Koordinatensystems verlaufende Rotationsachse 14 rotieren kann. Dazu wird die Gantry 1 von einem Motor 2 mit einer 30 vorzugsweise konstanten, aber einstellbaren Winkelgeschwindigkeit angetrieben. An der Gantry 1 ist eine Strahlenquelle S befestigt, beispielsweise ein Röntgenstrahler. Dieser ist mit einer Kollimatoranordnung 3 versehen, die aus der von der Strahlenquelle

S erzeugten Strahlung ein kegelförmiges Strahlenbündel 4 ausblendet, d.h. ein Strahlenbündel, das sowohl in z-Richtung als auch in einer dazu senkrechten Richtung (d.h. in einer zur Rotationsachse senkrechten Ebene) eine von Null verschiedene, endliche Ausdehnung hat. Alternativ könnte auch ein fächerförmiger Strahl verwendet  
5 werden.

Das Strahlenbündel 4 durchdringt einen zylinderförmigen Untersuchungsbereich 13, in dem sich ein Objekt (nicht dargestellt) befindet.

10 Nach dem Durchsetzen des Untersuchungsbereichs 13 trifft das Strahlenbündel 4 auf eine an der Gantry 1 befestigte Detektoreinheit 16 mit einer Detektorfläche, die eine Vielzahl von Detektorelementen umfasst, die in dieser Ausführungsform in Zeilen und Spalten matrixförmig angeordnet sind. Die Detektorspalten verlaufen vorzugsweise parallel zur Rotationsachse 14. Die Detektorzeilen befinden sich in zur Rotationsachse 15 senkrechten Ebenen, in dieser Ausführungsform auf einem Kreisbogen um die Strahlenquelle S (fokus-zentrierter Detektor). In anderen Ausführungsformen können sie aber auch anders geformt sein, z. B. einen Kreisbogen um die Rotationsachse 14 beschreiben oder geradlinig sein. Jedes von dem Strahlenbündel 4 getroffene Detektorelement liefert in jeder Position der Strahlenquelle einen Messwert für einen Strahl aus dem Strahlen-  
20 bündel 4. Wenn in anderen Ausführungsformen ein fächerförmiges Strahlenbündel verwendet wird, so könnte die Detektoreinheit auch nur eine Detektorzeile aufweisen.

Der mit  $\alpha_{\max}$  bezeichnete Öffnungswinkel des Strahlenbündels 4 bestimmt den Durchmesser des Objektzylinders, innerhalb dessen sich das zu untersuchende Objekt 25 bei der Akquisition der Messwerte befindet. Dabei ist der Öffnungswinkel als der Winkel definiert, den ein Strahl, der in einer zur Rotationsachse 14 senkrechten Ebene am Rande des Strahlenbündels 4 liegt, mit einer durch die Strahlenquelle S und die Rotationsachse 14 definierten Ebene einschließt. Der Untersuchungsbereich 13 bzw. das Objekt oder der Patientenlagerungstisch können mittels eines Motors 5 parallel zur 30 Rotationsachse 14 bzw. zur z-Achse verschoben werden. Dazu äquivalent könnte aber

auch die Gantry in diese Richtung verschoben werden. Wenn es sich um ein technisches Objekt handelt und nicht um einen Patienten, kann das Objekt bei einer Untersuchung gedreht werden, während die Strahlenquelle S und die Detektoreinheit 16 still stehen.

- 5 Mit Hilfe der Motoren 2 und 5 können die Strahlenquelle S und die Detektoreinheit 16 eine Trajektorie relativ zum Untersuchungsbereich 13 beschreiben, die auf einer imaginären Zylinderoberfläche verläuft. Diese Trajektorie kann bspw. helixförmig verlaufen, wenn beide Motoren im Betrieb sind. Wenn dagegen der Motor 5 für den Vorschub in Richtung der Rotationsachse 14 stillsteht und der Motor 2 die Gantry
- 10 rotieren lässt, ergibt sich eine kreisförmige Trajektorie für die Strahlenquelle S und die Detektoreinheit 16 relativ zum Untersuchungsbereich 13.

Die von der Detektoreinheit 16 akquirierten Messwerte werden einer Rekonstruktionseinheit, insbesondere einem Rekonstruktionscomputer 10 zugeführt, der mit der

- 15 Detektoreinheit 16 z. B. über eine drahtlose Datenübertragung (nicht dargestellt) verbunden ist. Die Rekonstruktionseinheit 10 rekonstruiert eine Verteilung von Schwächungswerten, bspw. eine Absorptionsverteilung, im Untersuchungsbereich 13 und gibt sie, z. B. auf einem Monitor 11, wieder. Die beiden Motoren 2 und 5, die Rekonstruktionseinheit 10, die Strahlenquelle S und der Transfer der Messwerte von der
- 20 Detektoreinheit 16 zur Rekonstruktionseinheit 10 werden von der Steuereinheit 7 gesteuert.

In anderen Ausführungsformen können die akquirierten Messwerte zur Rekonstruktion zunächst einem oder mehreren Rekonstruktionscomputern zugeführt werden, die die

- 25 rekonstruierten Daten z.B. über ein Glasfaserkabel an einen Bildverarbeitungscomputer weiterleiten.

Fig. 2 zeigt den Ablauf eines Mess- und Rekonstruktionsverfahrens, das mit dem Computertomographen nach Fig. 1 durchgeführt werden kann.

Nach der Initialisierung im Schritt 101 rotiert die Gantry mit einer Winkelgeschwindigkeit, die in diesem Ausführungsbeispiel konstant ist. Sie kann aber auch variieren, z.B. in Abhängigkeit von der Zeit oder von der Strahlenquellenposition.

- 5 Im Schritt 102 wird der Untersuchungsbereich 13 bzw. das Objekt oder der Patientenlagerungstisch parallel zur Rotationsachse 14 verschoben und die Strahlung der Strahlenquelle S wird eingeschaltet, so dass die Detektoreinheit 16 die Strahlung aus einer Vielzahl von Winkelpositionen erfassen kann.
- 10 Im Schritt 103 werden die Messwerte gefiltert, indem ein Filteroperator auf die Messwerte angewandt wird. Das Filtern der Messwerte kann durch folgende Gleichung beschrieben werden:

$$\tilde{p}_i = F_i p_i. \quad (1)$$

- 15 Hierbei ist  $p_i$  eine der im Schritt 102 akquirierten Projektionen, wobei eine Projektion die Menge aller Messwerte ist, die an einer bestimmten Strahlenquellenposition akquiriert worden sind. Jeder Projektion kann eine Projektionsrichtung zugeordnet werden, die durch die jeweilige Strahlenquellenposition und die Mitte der Detektorfläche definiert ist. Der Index „ $i$ “ unterscheidet also unterschiedliche Strahlenquellenpositionen bzw. Projektionsrichtungen. Des Weiteren ist  $F_i$  der Filteroperator, der der Strahlenquellenposition bzw. der Projektionsrichtung der Projektion  $p_i$  zugeordnet ist, und  $\tilde{p}_i$  ist die entsprechende gefilterte Projektion.
- 20 Zum besseren Verständnis der folgenden Schritte wird eine mathematische Beschreibung eingeschoben, die zu einer Bestimmungsgleichung für die Filteroperatoren  $F_i$  führt. Dabei wird diese mathematische Beschreibung für einen Computertomographen durchgeführt, ohne auf diesen beschränkt zu sein. Diese Beschreibung ist analog auf alle Verfahren übertragbar, mit denen ein Projektionsdatensatz eines Untersuchungsbereichs

durch Akquirieren von Projektionen aus unterschiedlichen Projektionsrichtungen, wie es bspw. bei dem PET oder dem SPECT der Fall ist, erzeugt werden kann. Zur Übertragung auf derartige Verfahren muss im Weiteren „Strahlenquellenposition“ durch „Projektionsrichtung“ ersetzt werden. Außerdem würde bei einem PET oder SPECT

5 natürlich keine Verteilung von Schwächungswerten, sondern eine Verteilung von Aktivitätswerten rekonstruiert werden. Des Weiteren müssten, insbesondere bei PET- und SPECT-Verfahren, entsprechende, bekannte Vorwärts- und Rückprojektions-Operatoren verwendet werden.

10 Es gelten folgende Gleichungen:

$$P_i B_i = id \quad \text{und} \quad (2)$$

$$p_i = P_i \mu, \quad (3)$$

15 wobei  $P_i$  ein Vorwärtsprojektions-Operator ist, der angewandt auf eine Verteilung  $\mu$  von Schwächungs- oder Absorptionswerten im Untersuchungsbereich 13, die die Schwächung oder Absorption der Strahlen beschreiben, diese Werte entlang von Strahlen der  $i$ -ten Strahlenquellenposition vorwärts projiziert, so dass eine Projektion  $p_i$  entsteht. Der Vorwärtsprojektions-Operator beschreibt also den Messprozess. Der

20 Rückprojektions-Operator  $B_i$  projiziert eine Projektion entlang von Strahlen der  $i$ -ten Strahlenquellenposition zurück in den Untersuchungsbereich. Wird nun eine Projektion entlang derselben Strahlen rückprojiziert und vorwärts projiziert, so ergibt sich die ursprüngliche Projektion, daher gilt Gleichung (2), wobei  $id$  ein Identitätsoperator ist. Das heißt,  $id$  angewandt auf eine Projektion verändert diese nicht.

25 Die gefilterte Rückprojektion kann durch

$$\tilde{\mu} = \frac{1}{N} \sum_i B_i F_i p_i \quad (4)$$

beschrieben werden, wobei  $\tilde{\mu}$  das rekonstruierte Bild und  $N$  die Anzahl an Strahlenquellenpositionen ist, an denen Messwerte bzw. Projektionen akquiriert worden sind, die für die Rekonstruktion verwendet werden.

5 Die Aufgabe der Rekonstruktion besteht darin, ein CT-Bild mit Hilfe der gemessenen Projektionen so zu erzeugen, dass eine Anwendung eines Vorwärtsprojektions-Operators auf die rekonstruierten Schwächungswerte des CT-Bildes für jede Strahlenquellenposition zu den ursprünglich gemessenen Projektionen führt. Ist diese Bedingung hinreichend erfüllt, so wurde die Schächungswert-Verteilung des Objekts

10 exakt rekonstruiert. Ein Filter, der diese Bedingung zumindest im wesentlichen erfüllt, ist ein optimaler Filter im Sinne der Erfindung. Das bedeutet, folgende Gleichung sollte für jede Strahlenquellenposition  $j$  erfüllt sein

$$P_j \tilde{\mu} = p_j. \quad (5)$$

15 Die Indizes  $i$  und  $j$  können jeweils jede Strahlenquellenposition bezeichnen, die für die Rekonstruktion verwendet wird. Sie wurden unterschiedlich gewählt, um unten in der Beschreibung eine erste Strahlenquellenposition bzw. Projektionsrichtung  $j$  von einer zweiten Strahlenquellenposition bzw. Projektionsrichtung  $i$  unterscheiden zu können.

20 Es sei darauf hingewiesen, dass diese mathematische Beschreibung davon ausgeht, dass ideale Projektionen bzw. Messwerte vorliegen, d.h. Messwerte, die bspw. nicht durch Rauschen oder Strahlaufhärtung (engl. „beam hardening“) verändert worden sind. Für diese idealen Messwerte gilt Gleichung (5) exakt. Sind die Messwerte bspw. durch

25 Rauschen oder Strahlaufhärtung verändert, wie es bei realen Messwerten der Fall ist, so ist Gleichung (5) selbst für einen optimalen Filteroperator nur im wesentlichen erfüllt.

Ein Einsetzen der Gleichung (3) in die Gleichung (5) resultiert in

$$P_j \frac{1}{N} \sum_i B_i F_i P_i = P_j \quad , \quad (6)$$

und Einsetzen der Gleichung (3) in die Gleichung (6) führt zu

$$5 \quad P_j \frac{1}{N} \sum_i B_i F_i P_i \mu = P_j \mu . \quad (7)$$

Da die Gleichung (7) für jede beliebige Verteilung  $\mu$  von Schwächungswerten gilt, müssen auch die auf diese Verteilung angewendeten Operatoren gleich sein:

$$10 \quad P_j \frac{1}{N} \sum_i B_i F_i P_i = P_j . \quad (8)$$

Diese Gleichung ist äquivalent zu

$$P_j \frac{1}{N} \sum_i B_i F_i P_i B_j = P_j B_j . \quad (9)$$

15 Schließlich führt das Einsetzen der Gleichung (2) in Gleichung (9) zu folgender Bestimmungsgleichung für die Filteroperatoren  $F_i$ :

$$\frac{1}{N} \sum_i I_{j,i} = \frac{1}{N} \sum_i P_j B_i F_i P_i B_j = id . \quad (10)$$

20 Jeder Filteroperator  $F_i$ , der die Gleichung (10) zumindest näherungsweise erfüllt, ist erfindungsgemäß anwendbar.

Im Rahmen der Erfindung wird  $I_{j,i} = P_j B_i F_i P_i B_j$  als Iterationsoperator bezeichnet, damit die Bezeichnung des Operators  $I_{j,i}$  kompatibel ist mit der unten beschriebenen

25 speziellen Ausführungsform, die Filteroperatoren  $F_i$ , die die Gleichung (10) erfüllen, iterativ ermittelt.

Da die Rückprojektions- und Vorwärtsprojektions-Operatoren ausschließlich von der Projektionsgeometrie, d.h. von dem Verlauf der Strahlen ausgehend von der jeweiligen Strahlenquellenposition oder, was das Gleiche ist, von der jeweiligen Strahlenquellenposition, der Form des Strahlenbündels und von der Anordnung der Detektorelemente der Detektoreinheit, dagegen nicht von den Messwerten selbst abhängen, müssen die Filteroperatoren für eine bestimmte Projektionsgeometrie nur einmal bestimmt werden. Bei weiteren Messungen mit der gleichen Projektionsgeometrie können die bereits ermittelten Filteroperatoren verwendet werden.

5

10 Jedes Verfahren, das zur Ermittlung der Filteroperatoren  $F_i$ , die die Gleichung (10) erfüllen, geeignet ist, ist erfindungsgemäß anwendbar. Zum Beispiel können die Operatoren  $P_i B_j$ ,  $P_j B_i$  und  $F_i$  jeweils als Matrix dargestellt werden, wobei die Operatoren  $P_i B_j$  und  $P_j B_i$  bzw. deren Matrixelemente durch einfache geometrische Betrachtungen aus der gegebenen Projektionsgeometrie ermittelt werden können. Bei 15 einer derartigen Darstellung der Operatoren liefert Gleichung (10) ein lineares Gleichungssystem, in dem nur die Matrixelemente des Filteroperators  $F_i$  unbekannt sind. Dieses Gleichungssystem kann mit bekannten Verfahren gelöst werden.

15

20 Alternativ kann Gleichung (10) iterativ mittels folgender Iterationsgleichung gelöst werden:

$$F_j^{k+1} = F_j^k + id - \frac{1}{N} \sum_i P_j B_i F_i^k P_i B_j. \quad (11)$$

Hierbei ist  $F_j^k$  der Filteroperator der  $j$ -ten Strahlenquellenposition, der dem  $k$ -ten 25 Iterationsschritt zugeordnet ist. Dementsprechend ist  $F_j^{k+1}$  der Filteroperator der  $j$ -ten Strahlenquellenposition, der dem  $(k+1)$ -ten Iterationsschritt zugeordnet ist. Als Startoperator  $F_j^0$  für die Filteroperatoren kann bspw. jeweils ein Identitätsoperator verwendet werden.

Im Weiteren wird das Ermitteln des für die jeweilige Projektionsgeometrie optimalen Filters mit Hilfe des in Fig. 3 dargestellten Ablaufdiagramms, das sich im wesentlichen nach Gleichung (11) richtet, dargestellt. Dabei wird jeder Operator als Matrix dargestellt.

5

Im Schritt 201 wird für jeden Filteroperator  $F_j$  initial eine Matrix, bspw. eine Einheitsmatrix, bereitgestellt. Die Matrizen für die Rück- und Vorwärtsprojektionen können für die jeweilige Projektionsgeometrie durch einfache geometrische Überlegungen ermittelt werden. Beim Computertomographen kann im einfachsten Fall, wenn der zu rekonstru-

- 10 erende Teil des Untersuchungsbereichs (field of view – FOV) in mehrere Voxel eingeteilt ist und jeder Voxel einen Schwächungswert enthält, der Vorwärtsprojektions-Operator die Schwächungswerte derjenigen Voxel, die von einem Strahl einer Projektion durchsetzt werden, zu einem Messwert aufzufaddieren. Die dazugehörige Matrix würde dann an den entsprechenden Stellen Einsen und ansonsten Nullen aufweisen. Der
- 15 Rückprojektions-Operator kann dann bspw. so ausgebildet sein, dass ausgehend von einem Messwert einer Projektion auf alle Schwächungswerte, deren Voxel von dem Strahl, der den Messwert verursacht hat, durchsetzt worden ist, der jeweilige Messwert anteilig addiert wird. Die dazugehörige Matrix besteht auch aus Einsen und Nullen, die so in der Matrix angeordnet sind, dass bei Anwendung der Matrix auf eine Projektion
- 20 die oben beschriebene Addition von Messwerten auf die entsprechenden Schwächungswerte durchgeführt wird. Die Erfindung ist natürlich nicht auf die beiden einfachen Beispiele eines Rück- und Vorwärtsprojektions-Operators beschränkt.

Alternativ könnten auch Operatoren definiert werden, die eine Rück- und eine

- 25 Vorwärtsprojektion nacheinander ausführen (siehe bspw. Gleichung (19)). Diese Operatoren könnten anstelle eines Rück- und eines Vorwärtsprojektions-Operators verwendet werden. Diese Operatoren bilden eine Projektion aus einem Projektionsraum in denselben Projektionsraum ab.

Nachdem im Schritt 201 die Rück- und Vorwärtsprojektions-Operatoren bestimmt und als Startwerte Filteroperatoren  $F_j^0$  vorgegeben worden sind, wird in den Schritten 202 bis 207 ein Iterationsschritt ausgeführt. Dazu wird im Schritt 202 ein Iterationszähler  $k$ , der bspw. initial gleich Null ist, um Eins erhöht.

5

Im Schritt 203 wird eine Strahlenquellenposition  $j$  ausgewählt, für die in dem aktuellen Iterationsschritt ( $k + 1$ ) noch kein Filteroperator  $F_j^{k+1}$  ermittelt worden ist. Dies kann beim ersten Iterationsschritt ( $k = 1$ ) bspw. die zeitlich erste Strahlenquellenposition sein.

10

Im Schritt 204 wird für die Strahlenquellenposition  $j$  und jede Strahlenquellenposition  $i$  jeweils ein Iterationsoperator

$$I_{j,i}^k = P_j B_i F_i^k P_i B_j \quad (12)$$

15

ermittelt, bei dem  $F_i^k$  der Filteroperator der  $i$ -ten Strahlenquellenposition ist, der im vorherigen Iterationsschritt ermittelt worden ist. Wird der Schritt 204 erstmals durchlaufen, so ist der Filteroperator  $F_i^k$  gleich dem initial in Schritt 201 vorgegebenen Filteroperator.

20

Die  $i$ -te Strahlenquellenposition entspricht der zweiten Projektionsrichtung und die  $j$ -te Strahlenquellenposition entspricht der ersten Projektionsrichtung nach Anspruch 1.

Im Schritt 205 wird über alle im Schritt 204 berechneten Iterationsoperatoren gemittelt.

25 Der Mittelwert kann bspw. als arithmetischer Mittelwert bestimmt werden:

$$\bar{I}_j^k = \frac{1}{N} \sum_i I_{j,i}^k \quad (13)$$

Alternativ könnten andere Mittelwerte verwendet werden. Außerdem könnte, wenn angenommen würde, dass kontinuierlich Messwerte akquiriert werden, dass also keine diskreten Strahlenquellenpositionen vorliegen, die Berechnung des Mittelwertes mit einer Summengleichung gemäß Gleichung (13) durch eine entsprechende Integral-

5      gleichung ersetzt werden.

Der Filteroperator  $F_j^{k+1}$  der  $j$ -ten Strahlenquellenposition des aktuellen,  $(k+1)$ -ten Iterationsschrittes kann dann mittels der Gleichung

10

$$F_j^{k+1} = F_j^k + id - \bar{I}_j^k \quad (14)$$

im Schritt 206 berechnet werden. Das heißt, von der Summe aus dem entsprechenden Filteroperator des vorherigen Iterationsschrittes  $F_j^k$ , der beim ersten Durchlaufen dieses Schrittes gleich dem initialen Filteroperator ist, und dem Identitätsoperator wird der

15      zuvor im Schritt 205 berechnete mittlere Iterationsoperator subtrahiert.

Im Schritt 207 wird überprüft, ob in diesem Iterationsschritt bereits für jede Strahlenquellenposition  $j$  ein Filteroperator  $F_j^{k+1}$  ermittelt worden ist. Wenn dies nicht der Fall ist, so wird mit Schritt 203 fortgefahren. Ansonsten folgt der Schritt 208.

20

In Schritt 208 wird überprüft, ob ein Abbruchkriterium für die Bestimmung der Filteroperatoren erfüllt ist. Das Abbruchkriterium kann bspw. jedes Maß verwenden, dass die Abweichung der Filteroperatoren des aktuellen Iterationsschrittes von den Filteroperatoren des vorherigen Schrittes bestimmt. Ist diese Abweichung kleiner als ein 25      festgelegter Schwellwert  $s$ , so kann das Iterationsverfahren abgebrochen werden. Das Abbruchkriterium kann daher bspw. folgendermaßen Aussehen:

$$s > \sum_{j,t} |(F_j^{k+1})_t - (F_j^k)_t|. \quad (15)$$

Hierbei sind  $(F_j^{k+1})_t$  bzw.  $(F_j^k)_t$ , das  $t$ -te Matrixelement des jeweiligen Filteroperators. Des Weiteren könnte das Abbruchkriterium auch eine vorgebbare Anzahl an Iterations- schritten aufweisen, wobei die iterative Bestimmung der Filteroperatoren abgebrochen wird, wenn diese Anzahl erreicht oder überschritten ist.

5

Ist das Abbruchkriterium erfüllt, so endet die Bestimmung der Filteroperatoren im Schritt 209. Ansonsten wird im Schritt 202 mit einem weiteren Iterationsschritt fortgefahrene.

10 Nachdem die Filteroperatoren ermittelt und die Projektionen gemäß Gleichung (1) gefiltert worden sind (Schritt 103 in Fig. 2), kann das erfindungsgemäße Computertomographie-Verfahren mit Schritt 104 fortgeführt werden.

Dazu wird im Schritt 104 ein Voxel  $V(x)$  innerhalb des FOV bestimmt. Dann wird im 15 Schritt 105 eine Projektion ausgewählt, die noch nicht zur Rekonstruktion des Voxels  $V(x)$  herangezogen worden ist. Verläuft kein Strahl der Projektion mittig durch den Voxel  $V(x)$ , so wird ermittelt, an welcher Stelle ein mittiger Strahl auf die Detektor- fläche getroffen wäre. Der dazugehörige Messwert wird dann durch Interpolation der Messwerte von benachbarten Strahlen berechnet. Der Messwert, der dem den Voxel 20 mittig passierenden Strahl der Projektion zugeordnet werden kann, oder der entsprechende durch Interpolation gewonnene Messwert, wird im Schritt 106 auf den Voxel  $V(x)$  akkumuliert. Im Schritt 107 wird geprüft, ob alle Projektionen betrachtet worden sind. Ist dies nicht der Fall, so verzweigt das Ablaufdiagramm zum Schritt 105. Ansonsten wird im Schritt 108 geprüft, ob alle Voxel  $V(x)$  im FOV durchlaufen sind. 25 Ist dies nicht der Fall, so wird mit Schritt 104 fortgefahrene. Wenn dagegen alle Voxel  $V(x)$  im FOV durchlaufen worden sind, so ist die Verteilung der Schwächungswerte, d.h. bspw. der Absorptionswerte, im gesamten FOV, ermittelt worden, und das erfindungsgemäße Computertomographie-Verfahren ist beendet (Schritt 109).

Verläuft die Trajektorie, auf der sich die Strahlenquelle S relativ zum Untersuchungsbereich 13 bewegt, so, dass die Operatorkombination  $P_j B_i$  für alle Strahlenquellenpositionen  $i$  und  $j$ , die auf der Trajektorie den gleichen Abstand aufweisen, gleich ist, so vereinfacht sich Gleichung (11) zu

5

$$F^{k+1} = F^k + id - \frac{1}{N} \sum_i P_1 B_i F^k P_i B_1. \quad (16)$$

Das heißt, jede Strahlenquellenposition weist den gleichen Filteroperator auf, so dass die Schritte 203 und 207 entfallen können und  $j$  bspw., wie in Gleichung (16), gleich 10 Eins gesetzt werden kann. Dies reduziert den Rechenaufwand für die Bestimmung der Filteroperatoren erheblich. Diese mögliche Vereinfachung tritt insbesondere bei kreis- oder helixförmigen Trajektorien auf.

In dem vorstehend beschriebenen Ausführungsbeispiel sind die Operatoren durch 15 Matrizen dargestellt worden. Die Filterung einer Projektion  $p$  mittels eines Filteroperators  $F$  kann daher in bekannter Weise durch folgende Gleichung beschrieben werden:

$$(Fp)_r = \sum_{l=1}^m F_{r,l} p_l. \quad (17)$$

20

Hierbei ist  $m$  die Anzahl an Messwerten pro Projektion, also bspw. die Anzahl an Detektorelementen, und  $(Fp)_r$  ist einer der gefilterten Messwerte der Projektion  $p$ . Alternativ könnten die Operatoren allerdings auch analytisch dargestellt werden:

25

$$(Fp)(\phi') = \int_{\mathfrak{R}^2} f(\phi', \phi) p(\phi) d\phi \quad \forall \phi' \in \mathfrak{R}^2 \quad \text{und} \quad (18)$$

$$(P_i B_j p)(\phi') = \int_{\mathbb{R}^2} \gamma_{i,j}(\phi', \phi) p(\phi) d\phi \quad \forall \phi' \in \mathbb{R}^2. \quad (19)$$

Hier ist  $(Fp)(\phi')$  eine gefilterte Projektion an der Stelle  $\phi'$  auf der Detektorfläche,  $p(\phi)$  eine ungefilterte Projektion an der Stelle  $\phi$  auf der Detektorfläche und  $f(\phi', \phi)$  eine Filterkernel-Funktion, die in Gleichung (18) die Filterung beschreibt. Des Weiteren bezeichnen  $(P_i B_j p)(\phi')$  eine Projektion, die zunächst rückprojiziert und danach vorwärts projiziert worden ist, an der Stelle  $\phi'$  auf der Detektorfläche und  $\gamma_{i,j}(\phi', \phi)$  eine Projektionskernel-Funktion. Die entsprechende Iterationsgleichung für diese analytischen Operatoren zur Bestimmung der Filterkernel-Funktion  $f(\phi', \phi)$  lautet:

10 
$$f_j^{k+1}(\phi', \phi) = f_j^k(\phi', \phi) + \delta(\phi' - \phi) - \frac{1}{N} \sum_i \int \int \gamma_{j,i}(\phi', \xi) f_j^k(\xi, \eta) \gamma_{i,j}(\eta, \phi) d\xi d\eta. \quad (20)$$

Hierbei ist  $\delta(\phi' - \phi)$  die Delta-Funktion. Die Projektionskernel-Funktion könnte im Schritt 201 durch einfache geometrische Überlegungen aufgrund der vorgegebenen 15 Projektionsgeometrie berechnet werden. Im Schritt 204 würden dann unterschiedliche Iterationsoperatoren  $I_{j,i} = \int \int \gamma_{j,i}(\phi', \xi) f_j^k(\xi, \eta) \gamma_{i,j}(\eta, \phi) d\xi d\eta$  ermittelt werden, wonach im Schritt 205 ein Mittelwert  $\bar{I}_j$  durch Mittelung über Iterationsoperatoren mit vorgegebenem festen  $j$  berechnet wird. Im Schritt 206 wird dann die Filterkernel-Funktion  $f_j^{k+1}(\phi', \phi)$  des  $(k+1)$ -ten Iterationsschrittes für die  $j$ -te Strahlenquellenposition gemäß Gleichung (20) durch Subtrahieren des Mittelwertes  $\bar{I}_j$  von der Summe 20 aus der entsprechenden Filterkernel-Funktion des  $k$ -ten Iterationsschrittes und der Delta-Funktion bestimmt.

Die analytische Berechnung der Filterkernel-Funktion hat den Vorteil, dass sie im 25 Vergleich zur Durchführung der Filteroperatoren-Bestimmung mit diskreten Operatoren, bspw. wie oben beschrieben mit Matrizen, keine durch die Diskretisierung bedingte Interpolationen benötigt und daher exakter ist.

Da die Messwerte einer Projektion in der Regel auf der Detektorfläche an den Stellen der entsprechenden Detektorelemente angeordnet sind, muss die ermittelte Filterkernel-Funktion  $f(\phi', \phi)$  diskretisiert werden. Sie kann in eine Matrix umgeformt werden, so dass Messwerte gemäß Gleichung (17) gefiltert werden können.

5 Das erfindungsgemäße bildgebende Verfahren ist nicht auf Computertomographie-Verfahren beschränkt. Es kann bspw. auch bei einem C-Arm-System, einem PET oder einem SPECT angewendet werden.

10 Bei bekannten PET-Verfahren entstehen im Untersuchungsbereich Gamma-Quanten-Paare durch Annihilationsprozesse (ein Elektronen und ein Positron stoßen aufeinander und erzeugen dabei zwei Gamma-Quanten). Da Elektron und Positron vor der Annihilation relativ langsam sind, bewegen sich die Gamma-Quanten eines Paars aufgrund des Impulserhaltungssatzes ausgehend vom Entstehungsort bekanntlich in im wesentlichen entgegengesetzte Richtungen. Um den Untersuchungsbereich herum ist ein Detektorring angeordnet, der aus dem Untersuchungsbereich austretende Gamma-Quanten detektieren kann. Genauer gesagt werden Koinzidenzen detektiert, d.h. es wird die Anzahl an Koinzidenzen pro Zeitintervall und Winkelrichtung detektiert. Eine Koinzidenz ist dabei das im wesentlichen gleichzeitige Auftreffen zweier Gamma-Quanten an Positionen auf dem Detektorring, die um im wesentlichen  $180^\circ$  zueinander versetzt sind. Ein Detektorelement misst mit jedem der anderen Detektorelemente jeweils Koinzidenzen von Gamma-Quanten, die sich entlang der durch die jeweiligen Detektorelemente definierten Linien bewegen. Ein bestimmtes Detektorelement misst also zusammen mit anderen Detektorelementen Koinzidenzen in unterschiedlichen Winkelrichtungen. Alle mit einem Detektorelement pro Zeitintervall in den unterschiedlichen Winkelrichtungen gemessenen Koinzidenzen können eine Projektion bilden (Dies entspricht einem von einer Strahlenquelle ausgehenden Strahlenfächer bei der Computertomographie). Die Projektionsrichtung der Projektion kann dann bspw. durch das Detektorelement und die Mitte des Detektorrings definiert sein. Die Rückprojektion und die Vorwärtsprojektion für eine Projektionsrichtung in der jeweiligen

Projektionsgeometrie können in bekannter Weise durchgeführt werden, wobei die Projektionsgeometrie durch die jeweilige Projektionsrichtung bzw. Anordnung des jeweiligen Detektorelements auf dem Detektorring und die Geometrie des PETs definiert sein kann. Die erfindungsgemäße Bestimmung von Filteroperatoren für die 5 jeweilige Projektionsgeometrie und die anschließende gefilterte Rückprojektion führen auch bei einem PET zu einer im Vergleich zu bekannten PET-Verfahren verbesserten Bildqualität.

Bei dem beschriebenen zweidimensionalen PET-Verfahren mittels eines Detektorrings 10 kann erfindungsgemäß entsprechend Gleichung (16) für jede Projektionsrichtung der gleiche Filteroperator verwendet werden. Da dann nur für eine Projektionsrichtung ein Filteroperator zu bestimmen ist, ist der Rechenaufwand erheblich reduziert.

Bei den SPECT-Verfahren befinden sich im Untersuchungsbereich radioaktive Isotope, 15 die bspw. einem im Untersuchungsbereich befindlichen Patienten in die Blutbahn gespritzt worden sind. Die Isotope zerfallen unter Abstrahlung von Gamma-Quanten. Mittels einer Gamma-Kamera mit einer Detektorfläche werden aus unterschiedlichen Richtungen die aus dem Untersuchungsbereich austretenden Gamma-Quanten gemessen, d.h. es wird die Anzahl an Gamma-Quanten gemessen, die pro Zeitintervall 20 auf der Detektorfläche auftreffen. Die Messwerte, die von der Detektorfläche an einer Gamma-Kamera-Position akquiriert worden sind, können als Projektion bezeichnet werden. Die Projektionsrichtung einer Projektion kann bspw. die Richtung sein, die durch die Mitte des Untersuchungsbereichs und durch die Gamma-Kamera verläuft. Das Rück- und das Vorwärtsprojizieren für eine durch die Geometrie des SPECT und die 25 Projektionsrichtung bestimmte Projektionsgeometrie sind bekannt, so dass das erfindungsgemäße Bestimmen von Filteroperatoren und das gefilterte Rückprojizieren unter Verwendung dieser Filteroperatoren auch mit einem SPECT durchführbar ist. Derart rekonstruierte Bilder zeigen im Vergleich zu bekannten SPECT-Verfahren eine signifikant bessere Bildqualität.

Vor der Rückprojektion der durch PET- oder SPECT-Verfahren erzeugten Messwerte kann auf bekannte Weise eine Absorptionskorrektur der Messwerte mittels Transmissionsmessungen durchgeführt werden.

- 5 Im Vergleich zu bekannten bildgebenden Verfahren hat die Erfindung den Vorteil, dass sämtliche Messwerte und die exakte Projektionsgeometrie für die Rekonstruktion verwendet werden können. So zeigt das erfundungsgemäße Verfahren keine Artefakte, die in bekannten Computertomographie-Verfahren dadurch hervorgerufen werden, dass der Kegelwinkel in der Rekonstruktion vernachlässigt wird. Der Kegelwinkel eines Strahles ist
- 10 der Winkel, den dieser Strahl mit einer Ebene, die senkrecht zur Rotationsachse 14 orientiert ist, einschließt. Ein weiterer Vorteil der Erfindung liegt darin, dass bei einem Computertomographie-Verfahren mit helixförmiger Trajektorie die Bildqualität des rekonstruierten CT-Bildes unabhängig von dem Tischvorschub pro Rotation sehr gut ist. In bekannten Computertomographie-Verfahren ist eine Rekonstruktion von CT-Bildern mit
- 15 sehr guter Bildqualität nur für bestimmte Tischvorschübe pro Rotation möglich.

BEZUGSZEICHENLISTE

	$\alpha_{\max}$	Öffnungswinkel
	$id$	Identitätsoperator
5	$i, j$	Projektionsrichtungen
	$k, k+1$	Iterationsschritt
	$P_j$	Projektion
	$F_i, F_j$	Filteroperator
	$F_j^0$	initialer Filteroperator
10	$F_i^k$	Filteroperator der $i$ -ten Projektionsrichtung und des $k$ -ten Iterationsschrittes
	$F_j^{k+1}$	Filteroperator der $j$ -ten Projektionsrichtung und des $(k+1)$ -ten Iterationsschrittes
	$I_{j,i}$	Iterationsoperator
15	$I_{j,i}^k$	Iterationsoperator des $k$ -ten Iterationsschrittes
	$\bar{I}_j^k$	Mittelwert des Iterationsoperators des $k$ -ten Iterationsschrittes
	S	Strahlenquelle
	1	Gantry
	2, 5	Motor
20	3	Kollimatoranordnung
	4	Strahlenbündel
	7	Steuereinheit
	10	Rekonstruktionseinheit
	11	Monitor
25	13	Untersuchungsbereich
	14	Rotationsachse
	16	Detektoreinheit

PATENTANSPRÜCHE

## 1. Bildgebendes Verfahren mit den Schritten:

- a) Erzeugen eines Projektionsdatensatzes eines zu rekonstruierenden Untersuchungsbereichs (13) durch Akquirieren von Projektionen ( $p_j$ ) aus unterschiedlichen Projektionsrichtungen ( $j$ ), wobei jeder Projektion ( $p_j$ ) eine Projektionsrichtung ( $j$ ) und jeder Projektionsrichtung ( $j$ ) eine Projektionsgeometrie zugeordnet ist,  
5
- b) Bereitstellen eines Iterationsoperators ( $I_{j,i}$ ), der abhängig ist von einer ersten Projektionsrichtung ( $j$ ), einer zweiten Projektionsrichtung ( $i$ ) und einem der zweiten Projektionsrichtung ( $i$ ) zugeordneten Filteroperator ( $F_i$ ), und  
10
- 15 Ermitteln jeweils eines Filteroperators ( $F_i$ ) für jede Projektionsrichtung ( $i$ ), wobei die Filteroperatoren ( $F_i$ ) so angepasst werden, dass eine Mittelung über alle Iterationsoperatoren ( $F_{j,i}$ ), die dieselbe erste Projektionsrichtung ( $j$ ) aber unterschiedliche zweite Projektionsrichtungen ( $i$ ) aufweisen, im wesentlichen einen Identitätsoperator ( $id$ ) ergibt, und wobei bei Anwendung eines Iterationsoperators ( $I_{j,i}$ ) auf eine Projektion ( $p_j$ ) folgende Operationen ausgeführt werden:
  - Rückprojizieren der Projektion ( $p_j$ ) in einer Projektionsgeometrie, die der ersten Projektionsrichtung ( $j$ ) zugeordnet ist,
  - Vorwärtsprojizieren der rückprojizierten Werte in einer Projektionsgeometrie, die der zweiten Projektionsrichtung ( $i$ ) zugeordnet ist,  
20

5

- Filtern der vorwärts projizierten Werte mit einem Filteroperator der zweiten Projektionsrichtung ( $i$ ),
- Rückprojizieren der gefilterten Werte in einer Projektionsgeometrie, die der zweiten Projektionsrichtung ( $i$ ) zugeordnet ist,
- Vorwärtsprojizieren der gefilterten, rückprojizierten Werte in einer Projektionsgeometrie, die der ersten Projektionsrichtung ( $j$ ) zugeordnet ist,

c) Rekonstruieren eines Bildes des Untersuchungsbereichs aus den Projektionen ( $p_j$ ) mit Hilfe einer gefilterten Rückprojektion, wobei auf jede Projektion ( $p_j$ ) der Filteroperator ( $F_j$ ) der entsprechenden Projektionsrichtung ( $j$ ) angewendet wird.

10

## 2. Bildgebendes Verfahren nach Anspruch 1,

dadurch gekennzeichnet,

dass für jede Projektionsrichtung ( $j$ ) vor der Rekonstruktion jeweils ein Filteroperator

15  $(F_i)$  iterativ ermittelt wird,

wobei für jede Projektionsrichtung ( $j$ ) jedem Iterationsschritt ( $k+1$ ) ein

Filteroperator  $(F_i^{k+1})$  zugeordnet ist,

wobei mehrere Iterationsschritte ( $k + 1$ ) ausgeführt werden, bis ein Abbruchkriterium erfüllt ist, und

20 wobei in einem Iterationsschritt ( $k+1$ ) alle Filteroperatoren ( $F_j^{k+1}$ ), die dem Iterationsschritt ( $k+1$ ) zugeordnet sind, ermittelt werden, bevor der nächste Iterationsschritt ausgeführt wird, und

dass, nachdem ein Identitätsoperator ( $id$ ) und für jede Projektionsrichtung ( $j$ ) ein initialer Filteroperator ( $F_j^o$ ) bereitgestellt worden sind, in einem Iterationsschritt

25 ( $k+1$ ) zum Ermitteln des Filteroperators ( $F_j^{k+1}$ ) einer bestimmten Projektionsrichtung ( $j$ ), der dem jeweiligen Iterationsschritt ( $k+1$ ) zugeordnet ist, folgende Schritte durchgeführt werden:

5 i) Bereitstellen eines Iterationsoperators ( $I_{j,i}^k$ ), der angewandt auf eine Projektion ( $p_j$ ) folgende Operationen ausführt:

- Rückprojizieren der Projektion in einer Projektionsgeometrie, die der bestimmten Projektionsrichtung ( $j$ ) zugeordnet ist,
- Vorwärtsprojizieren der rückprojizierten Werte in einer Projektionsgeometrie, die der zweiten Projektionsrichtung ( $i$ ) zugeordnet ist,
- Filtern der vorwärts projizierten Werte mit dem Filteroperator ( $F_i^k$ ) der zweiten Projektionsrichtung ( $i$ ), der dem vorangehenden Iterationsschritt ( $k$ ) zugeordnet ist,
- Rückprojizieren der gefilterten Werte in einer Projektionsgeometrie, die der zweiten Projektionsrichtung ( $i$ ) zugeordnet ist,
- Vorwärtsprojizieren der gefilterten, rückprojizierten Werte in einer Projektionsgeometrie, die der bestimmten Projektionsrichtung ( $j$ ) zugeordnet ist.

10 ii) Ermitteln jeweils eines Iterationsoperators ( $I_{j,i}^k$ ) für jede Projektionsrichtung, wobei die zweite Projektionsrichtung ( $i$ ) des jeweiligen Iterationsoperators ( $I_{j,i}^k$ ) die jeweilige Projektionsrichtung ist,

15 iii) Ermitteln eines mittleren Operators ( $\bar{I}_j^k$ ) durch Mitteln über alle im Schritt ii) ermittelten Iterationsoperatoren ( $I_{j,i}^k$ ),

20 iv) Ermitteln des Filteroperators ( $F_j^{k+1}$ ) der bestimmten Projektionsrichtung ( $j$ ), der dem aktuellen Iterationsschritt ( $k+1$ ) zugeordnet ist, durch Subtrahieren des mittleren Operators ( $\bar{I}_j^k$ ) von der Summe aus dem Filteroperator ( $F_j^k$ ) der bestimmten Projektionsrichtung ( $j$ ), der dem vorangehenden Iterationsschritts ( $k$ ) zugeordnet ist, und dem Identitätsoperator ( $id$ ).

25

## 3. Bildgebendes Verfahren nach Anspruch 1,

dadurch gekennzeichnet,

dass das Erzeugen eines Projektionsdatensatzes mit einem Computertomographen im Schritt a) folgende Schritte aufweist:

5    - Erzeugen eines den Untersuchungsbereich (13) durchsetzenden Strahlenbündels (4) mit einer Strahlenquelle (S),

      - Erzeugen einer Relativbewegung zwischen der Strahlenquelle (S) einerseits und dem Untersuchungsbereich (13) andererseits, die eine Rotation um eine Rotationsachse (14) umfasst, wobei die Strahlenquelle (S) unterschiedliche Strahlenquellenpositionen einnimmt, und

10    - Akquirieren von Messwerten, die von der Intensität von Strahlen in dem Strahlenbündel (4) jenseits des Untersuchungsbereichs (13) abhängen, mit einer Detektoreinheit (16) während der Relativbewegung an unterschiedlichen Strahlenquellenpositionen, wobei Messwerte, deren Strahlen von derselben Strahlenquellenposition ausgehen, eine Projektion ( $p_j$ ) bilden, jeder Projektion ( $p_j$ ) eine Projektionsrichtung ( $j$ ) zugeordnet ist, die von der jeweiligen Strahlenquellenposition zu einer Mitte der Detektoreinheit weist, und die Projektionsgeometrie, die der jeweiligen Projektionsrichtung ( $j$ ) zugeordnet ist, durch die jeweilige Strahlenquellenposition und die Position der Detektoreinheit und den dadurch bestimmten Strahlenverlauf definiert ist.

15

20

4. Bildgebendes Verfahren nach Anspruch 3, bei dem eine Trajektorie, auf der sich die Strahlenquelle (S) relativ zum Untersuchungsbereich (13) bewegt, so verläuft, dass ein Operator, der angewandt auf eine Projektion diese entlang von Strahlen einer ersten Strahlenquellenposition rückprojiziert und die rückprojizierten Werte entlang von Strahlen einer zweiten Strahlenquellenposition vorwärts projiziert, gleich ist für erste und zweite Strahlenquellenpositionen, die entlang der Trajektorie den gleichen Abstand aufweisen, und insbesondere die Trajektorie kreis- oder helixförmig ist, dadurch gekennzeichnet, dass für jede Projektionsrichtung derselbe Filteroperator verwendet wird.

25

30

5. Bildgebendes Verfahren nach Anspruch 1,  
dadurch gekennzeichnet,  
dass der Projektionsdatensatz im Schritt a) mit einem Positronen-Emissions-  
5 Tomographen oder einem Einzel-Photon-Emissions-Computertomographen erzeugt  
wird.

6. Bildgebendes Verfahren nach Anspruch 1,  
dadurch gekennzeichnet,  
10 dass zumindest einige der Operatoren diskretisiert sind.

7. Bildgebendes Verfahren nach Anspruch 1,  
dadurch gekennzeichnet,  
dass zumindest einige der Operatoren lineare Funktionale sind.  
15

8. Computertomograph zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 3 mit

- einer Strahlenquelle (S) zum Erzeugen eines einen Untersuchungsbereich (13) durchsetzenden Strahlenbündels (4),
- einer Antriebsanordnung (2, 5) zum Erzeugen einer Relativbewegung zwischen  
20 der Strahlenquelle (S) einerseits und dem Untersuchungsbereich (13) andererseits, die eine Rotation um eine Rotationsachse (14) umfasst,
- einer Detektoreinheit (16) zum Akquirieren von Messwerten, die von der  
Intensität von Strahlen in dem Strahlenbündel (4) jenseits des  
Untersuchungsbereichs (13) abhängen, während der Relativbewegung,
- einer Rekonstruktionseinheit (10) zum Rekonstruieren eines  
25 Computertomographie-Bildes des Untersuchungsbereich (13) aus den  
Messwerten,
- einer Steuereinheit (7) zum Steuern der Strahlenquelle (S), der  
Antriebsanordnung (2, 5), der Detektoreinheit (16) und der  
Rekonstruktionseinheit (10) entsprechend den Schritten nach Anspruch 3.  
30

9. Computerprogramm für eine Steuereinheit (7) zur Steuerung einer Strahlenquelle (S), einer Detektoreinheit (16), einer Antriebsanordnung (2, 5) und einer Rekonstruktionseinheit (10) eines Computertomographen zur Durchführung der Schritte nach Anspruch

5 3.

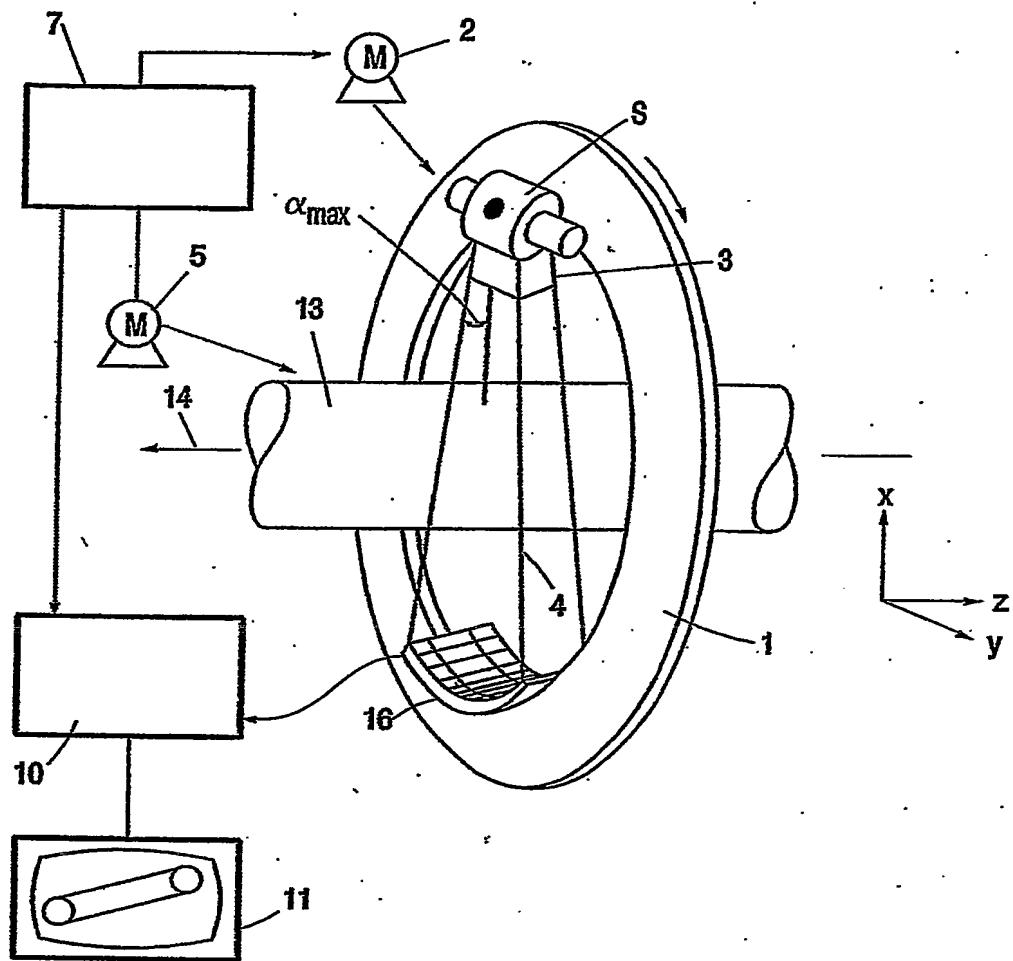
ZUSAMMENFASSUNG

**Bildgebendes Verfahren mit gefilterter Rückprojektion**

Die Erfindung betrifft ein bildgebendes Verfahren, bei dem ein Projektionsdatensatz eines zu rekonstruierenden Untersuchungsbereichs durch Akquirieren von Projektionen 5 aus unterschiedlichen Projektionsrichtungen, insbesondere mit Hilfe eines Computer-tomographen, erzeugt wird. Für jede Projektionsrichtung wird ein Filteroperator ermittelt, der an eine der jeweiligen Projektionsrichtung zugeordneten Projektionsgeo-metrie optimal angepasst ist. Aus dem Projektionsdatensatz wird ein Bild des Unter-suchungsbereichs durch Filtern der Projektionen mit den ermittelten Filteroperatoren 10 und durch Rückprojizieren dieser gefilterten Projektionen rekonstruiert.

Fig. 3

Fig. 1



PHDE030419 EPP

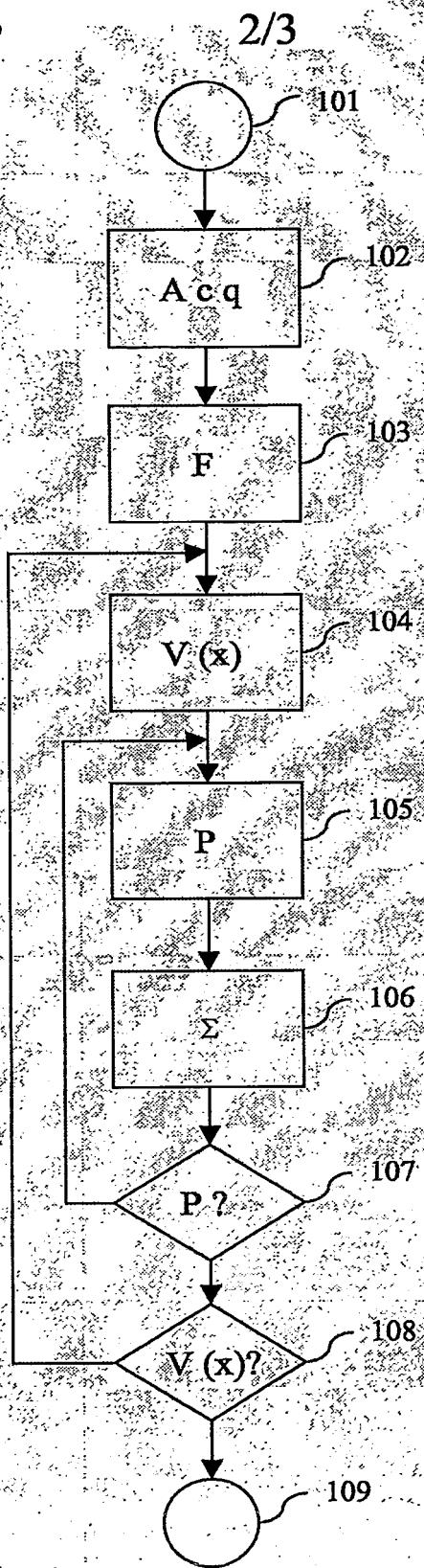


Fig. 2

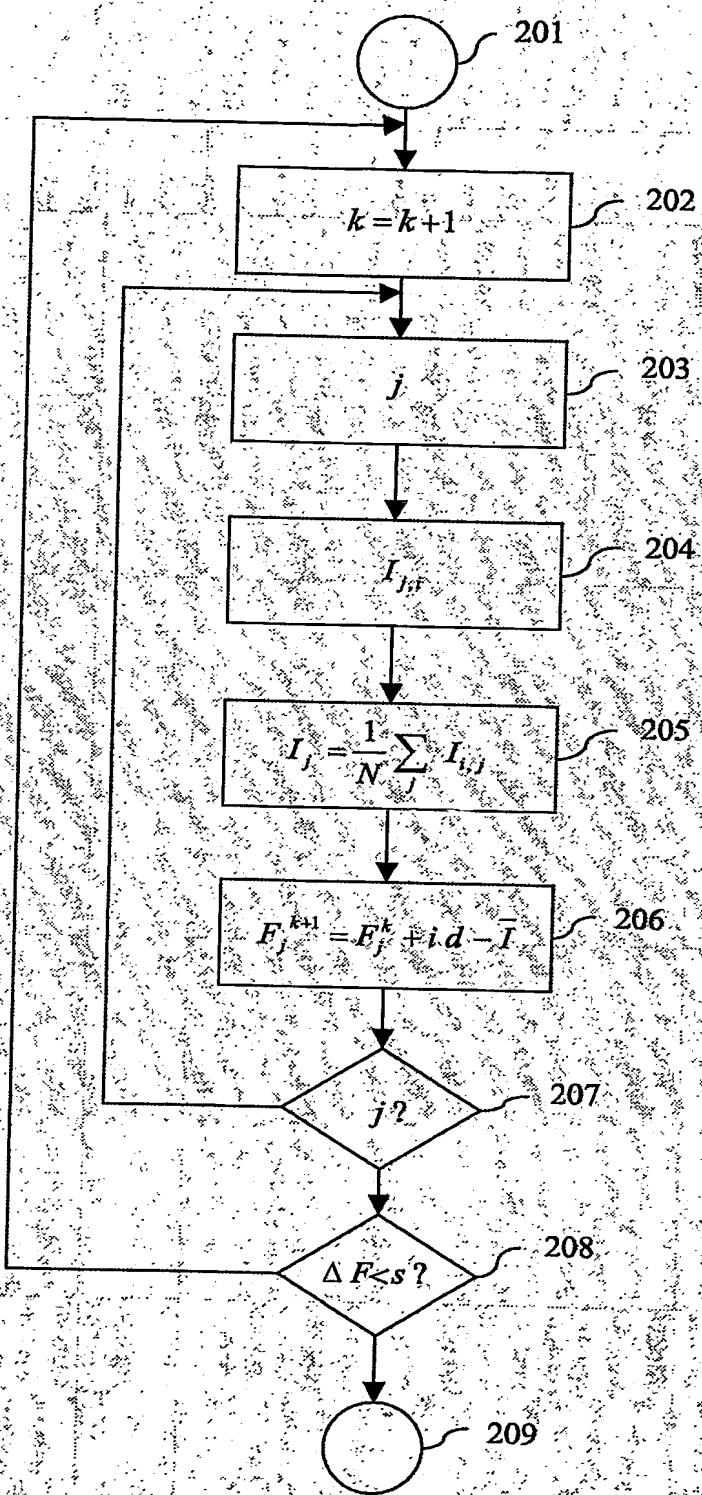


Fig. 3

PCT/IB2004/052665



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

**BLACK BORDERS**

**IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**

**FADING TEXT OR DRAWING**

**BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**

**SKEWED/SLANTED IMAGES**

**COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**

**GRAY SCALE DOCUMENTS**

**LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**

**REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**

**OTHER: \_\_\_\_\_**

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**  
**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**